

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/20		B 7204-2G		
C 0 9 K 11/00		E 6917-4H		
	11/61	C P F 6917-4H		
G 0 1 T 1/20		E 7204-2G		
		7210-4M		
			H 0 1 L 31/ 00	A
審査請求 未請求 請求項の数 3 (全 6 頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号 特願平4-1506

(22)出願日 平成4年(1992)1月8日

(71)出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社  
静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72)発明者 本目 卓也

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ  
トニクス株式会社内

(72)発明者 河合 敏昭

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ  
トニクス株式会社内

(72)発明者 伊藤 通浩

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ  
トニクス株式会社内

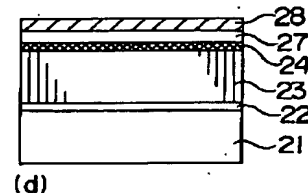
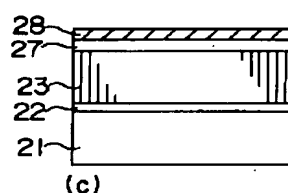
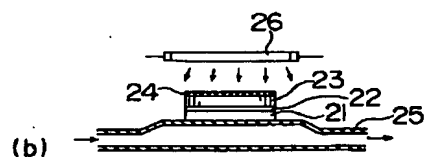
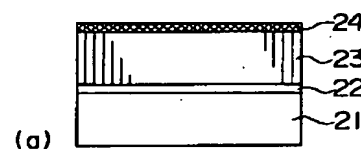
(74)代理人 弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

(54)【発明の名称】 放射線検出素子およびその製造方法

(57)【要約】

【目的】 X線感度および解像度ともに優れた大面積化可能な放射線検出器を低コストで得ることを目的とする。

【構成】 光を受けるとフォトキャリアを発生する光電変換層21を形成する。放射線を受けると光を発生するCsIからなるシンチレータ層23を光電変換層21上に保護膜22を介して形成する。シンチレータ層23の活性化温度に耐え得る耐熱性を有しかつ放射線を透過する赤外線吸収膜24をシンチレータ層23上に直接形成する。光電変換層21を冷却しつつ赤外線吸収膜24に赤外光を照射してシンチレータ層23の活性化を行う。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線を受けて光を発生するシンチレータ層と、この光を受けてフォトキャリアを発生する光電変換層とを備えて構成される放射線検出素子において、前記シンチレータ層と前記光電変換層とは直接または保護膜を介して接合されていることを特徴とする放射線検出素子。

【請求項2】 シンチレータ層はCsIからなることを特徴とする請求項1記載の放射線検出素子。

【請求項3】 光を受けるとフォトキャリアを発生する光電変換層を形成する工程と、放射線を受けると光を発生するシンチレータ層を前記光電変換層上に直接または保護膜を介して形成する工程と、前記シンチレータ層の活性化温度に耐え得る耐熱性を有しかつ放射線を透過する赤外線吸収膜を前記シンチレータ層上に直接または光反射膜を介して形成する工程と、前記光電変換層を冷却しつつ前記赤外線吸収膜に赤外線を含む光を照射して前記シンチレータ層の活性化を行う工程とを備えた放射線検出素子の製造方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、X線撮像装置等に装着され、被検体を透過したX線像などを電気信号に変換する放射線検出素子に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 一般的なX線撮像装置の概略構成は図3に示される。駆動制御部1の制御によりX線源2から被検体3へ向けてX線が照射される。照射されたX線は被検体3を透過し、X線検出器4には被検体3の所定部分の像が撮像される。この撮像データは電気信号として得られ、モニタ5に写し出される。また、これと同時に撮像データはA/D変換器6によってデジタルデータに変換され、映像記録装置7に記憶される。記憶されたデジタル撮像データは適宜表示装置8に表示される。中央制御装置9は、映像記録装置7に取り込まれた撮像データを基に、X線源2から被検体3へのX線照射量を駆動制御部1を介して制御し、常に適性な撮像データが得られるようにシステムを制御する。また、中央制御装置9は必要に応じて映像記録装置7に取り込まれた撮像データを映像保存装置10に転送し、撮像データの保存を行う。

【0003】 上記X線検出器4の断面構造は図4に示される。被検体3を介して保護膜41を透過してきたX線はシンチレータ42において光に変換される。変換された光はさらに保護膜43を介して半導体検出部44に入射する。この半導体検出部44の内部構成は図5に示される。つまり、保護膜43を介して入射してきた光はホトダイオード45で光電変換され、コンデンサ46に蓄積される。蓄積された電荷はシフトレジスタ48によって制御されるTFTトランジスタ47を介して所定タイ

ミングに読み出される。読み出された撮像データは、モニタ5に写し出され、また、A/D変換器6によってデジタルデータに変換される。なお、図5は説明の簡単のためにホトダイオード45を1次元構成として簡略記載しているが、実際は2次元構成になっている。

【0004】 従来、この種のシンチレータと半導体検出部（光電変換膜）とを組み合わせた構造を持つX線検出器は、1次元または2次元の放射線イメージセンサにおいては、主に次の2通りの方法・構造で製造されている。

10 第1は、半導体検出部に粉末蛍光体が塗布された構造を持つものである。この粉末蛍光体は沈降法、遠心法等によって半導体検出部に塗布される。第2は、シンチレータがCsI蒸着結晶によって形成され、このCsI蒸着結晶が光電変換膜と組み合わせられた構造を持つX線検出器である。しかし、CsI蒸着結晶は通常300°C以上の焼成プロセスを経て形成しないと十分な発光量がかせげない。従って、光電変換膜にa-Si:Hが用いられた場合には、このa-Si:H膜に直接または保護膜を介してCsIが蒸着・焼成されるのが望ましいのであるが、このようなプロセス・構造をもって検出器が

20 形成されると、CsI結晶の焼成プロセスにおいてa-Si:H膜が熱によって劣化してしまう。このため、従来、CsI結晶がファイバプレートの上に堆積され、a-Si:H膜と切り離された状態でファイバプレート上のCsI結晶が焼成されていた。焼成後、ファイバプレートとa-Si:H光電変換膜とがカップリングされ、放射線イメージセンサが形成される。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記従来の半導体検出部に粉末蛍光体が塗布された構造の放射線検出器においては、粉末蛍光体自体が持つ発光特性により、X線感度と解像度とが両立した良好なX線検出特性は実現されなかった。これに対し、上記従来のCsI蒸着結晶を用いた放射線検出器においては、このCsI蒸着結晶自体の特性により発光感度および解像度に優れたX線検出特性が実現される。しかし、ファイバプレートを用いて構成されているため次の問題があった。つまり、シンチレータで発生した光はこのファイバプレートを介して光電変換膜に入射するため、このファイバプレートにおいてその一部が反射・吸収されてしまう。このため、光電変換膜に最終的に入射するシンチレーション光の光量が低下し、放射線検出器の検出感度が劣化した。また、ファイバプレートを大きな面積で形成することが難しいことから、放射線検出器自体の大形化が困難であり、大きな被検体を撮像することはできなかった。また、ファイバプレートを用いて構成している分だけ製品コストが高くなってしまうといった問題もあった。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】 本発明はこのような課題を解消するためになされたもので、放射線を受けて光を

50

発生するシンチレータ層と、この光を受けてフォトキャリアを発生する光電変換層とを備えて構成される放射線検出素子において、シンチレータ層と光電変換層とは直接または保護膜を介して接合されている構造を持つものである。また、シンチレータ層はCsIからなるものである。

【0007】また、光を受けるとフォトキャリアを発生する光電変換層を形成する工程と、放射線を受けると光を発生するシンチレータ層を光電変換層上に直接または保護膜を介して形成する工程と、シンチレータ層の活性化温度に耐え得る耐熱性を有しかつ放射線を透過する赤外線吸収膜をシンチレータ層上に直接または光反射膜を介して形成する工程と、光電変換層を冷却しつつ赤外線吸収膜に赤外線を含む光を照射してシンチレータ層の活性化を行う工程とを備えて放射線検出素子を製造するものである。

【0008】

【作用】光電変換層が冷却されつつシンチレータ層の活性化が行われるため、CsIなどからなるシンチレータ層は光電変換層上に直接または保護膜を介して形成される。

【0009】

【実施例】図1は本発明の放射線検出素子をX線検出器に適用した第1の実施例を示す図である。このX線検出器は図3に示されるX線撮像装置に用いられる。以下に、この第1の実施例によるX線検出器の製造方法について説明する。

【0010】光電変換層21にはa-Si:Hからなるホトダイオードがアレー状に形成されており、図5に示される回路と同様な光電変換回路が構成されている。この光電変換層21上にまずポリイミドからなる保護膜22が2 $\mu$ mの厚さに形成される。次に、この保護膜22上にCsI蒸着結晶からなるシンチレータ層23が500 $\mu$ mの厚さに形成される。次に、このシンチレータ層23上にカーボン粉末が6 $\mu$ mの厚さに塗布され、赤外線吸収層24が形成される(図1(a)参照)。この赤外線吸収層24は放射線を透過する性質を備え、かつ、後述するシンチレータ層23の活性化温度に耐え得る耐熱性を有している。

【0011】次に、光電変換層21が熱伝導性の良好な材質からなるパイプ25に接触して載置される。次に、このパイプ25中に-40 $^{\circ}$ Cの冷媒が流されて下部の光電変換層21が冷却される。そして、この冷却が行われつつ、赤外線ランプ26から赤外光を含む光が上部の赤外線吸収層24に照射される。照射された光は赤外線吸収層24に効率良く吸収され、赤外線吸収層24は加熱される。赤外線吸収層24の温度上昇はシンチレータ層23に伝導し、シンチレータ層23は効率良く300 $^{\circ}$ C以上に加熱されて活性化される(同図(b)参照)。

【0012】次に、赤外線吸収層24が除去され、露出したシンチレータ層23上にポリイミドからなる保護膜27が形成される。次に、厚さ0.1mmのAlシートからなる光反射膜28が保護膜27上に覆われ、X線検出器が完成する(同図(c)参照)。この光反射膜28はシンチレータ層23に発生した光が上層部へ洩れるのを防止し、また、迷光が発生するのを防止するものである。

【0013】なお、上記実施例ではシンチレータ層23の活性化処理後に赤外線吸収層24を除去したが、除去せず、赤外線吸収層24上に保護膜27および光反射膜28を形成するようにしても良い(同図(d)参照)。ただし、このように形成すると、赤外線吸収層24にシンチレーション光の戻り光が吸収され、光反射膜28の上記作用は機能しなくなるため、赤外線吸収層24は除去した方が望ましい。

【0014】この第1実施例によれば、上記のように光電変換層21が冷却されつつシンチレータ層23の活性化が行われるため、光電変換層21は赤外線照射による熱の影響を受けない。従って、光電変換層21の特性が劣化することなく、CsIからなるシンチレータ層23は光電変換層21上に形成されるようになる。このため、ファイバプレートを用いて構成される従来のX線検出器が持っていた種々の問題を生じることなく、X線検出器が構成される。つまり、光電変換層21に入射するシンチレーション光の光量は低下することなく、X線検出器の検出感度は向上する。また、ファイバプレートの可能形成面積の制約がないため、放射線イメージセンサ自体の大形化は容易に行える。また、ファイバプレートを用いない分だけ製品コストは低減する。また、シンチレータ層23はCsI蒸着結晶から形成されているため、粉末蛍光体を用いた放射線検出器よりもX線感度および解像度に優れている。

【0015】実際に得られた、この第1実施例によるX線検出器のX線感度(70kVp, Wターゲット評価)は、シンチレータ層23の加熱前の5倍になった。また、光電変換層21内のa-Si:Hからなるホトダイオードアレー自身の量子効率の低下も実際にみられなかった。

【0016】次に、本発明の第2の実施例によるX線検出器について説明する。このX線検出器の製造方法は図2に示され、以下のように製造される。

【0017】光電変換層31には上記第1実施例と同様にa-Si:Hからなるホトダイオードアレーが構成されている。この光電変換層31上にポリイミドからなる保護膜32が厚さ2 $\mu$ mの厚さに形成され、さらに、この保護膜32上にCsI蒸着結晶からなるシンチレータ層33が400 $\mu$ mの厚さに形成される。次に、このシンチレータ層33上にAl蒸着膜からなる光反射膜34が厚さ0.4 $\mu$ mの厚さに形成される。この光反射膜3

4は上記第1実施例と同様にシンチレータ層33に発生した光が上層部へ洩れるのを防止し、また、迷光が発生するのを防止するものである。次に、この光反射膜34上にカーボンがスパッタ法により4 $\mu$ mの厚さに堆積され、赤外線吸収層35が形成される(図2(a)参照)。この赤外線吸収膜35は放射線を透過する性質を備え、かつ、後述するシンチレータ層33の活性化温度に耐え得る耐熱性を有している。

【0018】次に、上記第1実施例と同様に、光電変換層31がパイプ25に接触して載置される。そして、このパイプ25中に-40°Cの冷媒が流されて光電変換層31が冷却される。そして、この冷却が行われつつ、赤外線ランプ26から赤外光が赤外線吸収層35に照射される。照射された光により、赤外線吸収層35は加熱され、この温度上昇は光反射膜34を介してシンチレータ層33に伝導し、シンチレータ層33は効率良く300°C以上に加熱されて活性化される(同図(b)参照)。

【0019】次に、赤外線吸収層35が除去され、露出した光反射膜34上にポリイミドからなる保護膜36が形成され、X線検出器が完成する(同図(c)参照)。

【0020】なお、上記実施例ではシンチレータ層33の活性化処理後に赤外線吸収層35を除去したが、除去せず、赤外線吸収層35上に保護膜36を形成するようにしても良い(同図(d)参照)。本実施例においては、赤外線吸収層35は光反射膜34の上層部に形成されるため、赤外線吸収層35が除去されずに残っていても、シンチレーション光は赤外線吸収層35に吸収されず、光反射膜34の機能は十分に達成される。

【0021】この第2実施例によっても、光電変換層31が冷却されつつシンチレータ層33の活性化が行われるため、光電変換層31の特性が劣化することなく、CsIからなるシンチレータ層33は光電変換層31上に形成されるようになる。このため、本実施例においても従来のX線検出器が持っていた種々の問題は解消され、大面積化が可能なa-Si:Hホトダイオードアレー上にa-Si:Hホトダイオードの量子効率を損なうこと

なく、CsI蒸着結晶の良好な特性を生かすことが可能になる。

【0022】本実施例においても、シンチレータ層33の加熱前の5倍のX線感度が実際に得られた。また、光電変換層31内のa-Si:Hからなるホトダイオードアレー自身の量子効率の低下も実際にみられなかった。

【0023】なお、上記各実施例においては光電変換層上に保護膜を形成し、この保護膜上にシンチレータ層を形成するように説明したが、光電変換層上に直接シンチレータ層を形成するようにしても良く、上記各実施例と同様な効果を奏する。

【0024】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、光電変換層が冷却されつつシンチレータ層の活性化が行われるため、CsIなどからなるシンチレータ層は光電変換層上に直接または保護膜を介して形成される。

【0025】このため、ファイバプレートを用いた従来の放射線検出器や粉末蛍光体を用いた従来の放射線検出器が持つ種々の課題は解消され、X線感度および解像度ともに優れた大面積化可能な放射線検出器が低コストで得られるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例による放射線検出器の製造工程断面図である。

【図2】本発明の第2の実施例による放射線検出器の製造工程断面図である。

【図3】一般的なX線撮像装置の概略構成を示すブロック構成図である。

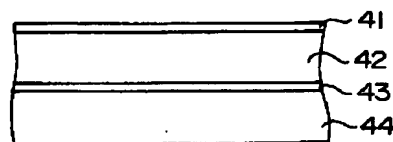
【図4】従来のX線検出器の構造を示す断面図である。

【図5】X線検出器の光電変換層内に形成される一般的な光電変換回路の簡略構成を示す回路図である。

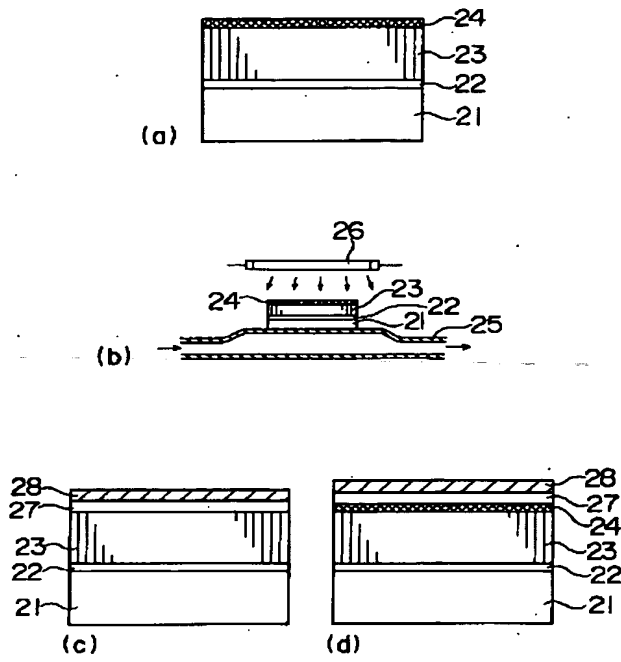
【符号の説明】

21、31…光電変換層、22、27、32、36…保護膜、23、33…シンチレータ層、24、35…赤外線吸収層、25…パイプ、26…赤外線ランプ、28、34…光反射膜。

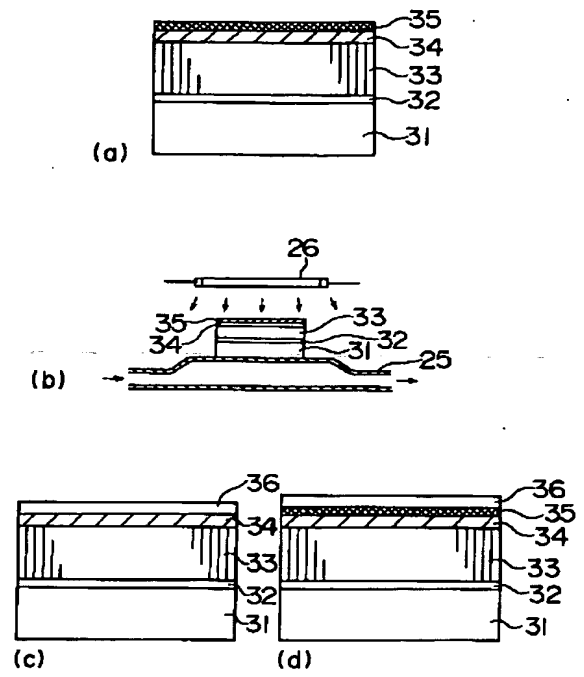
【図4】



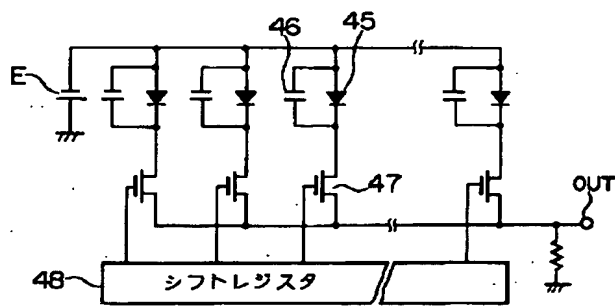
【図1】



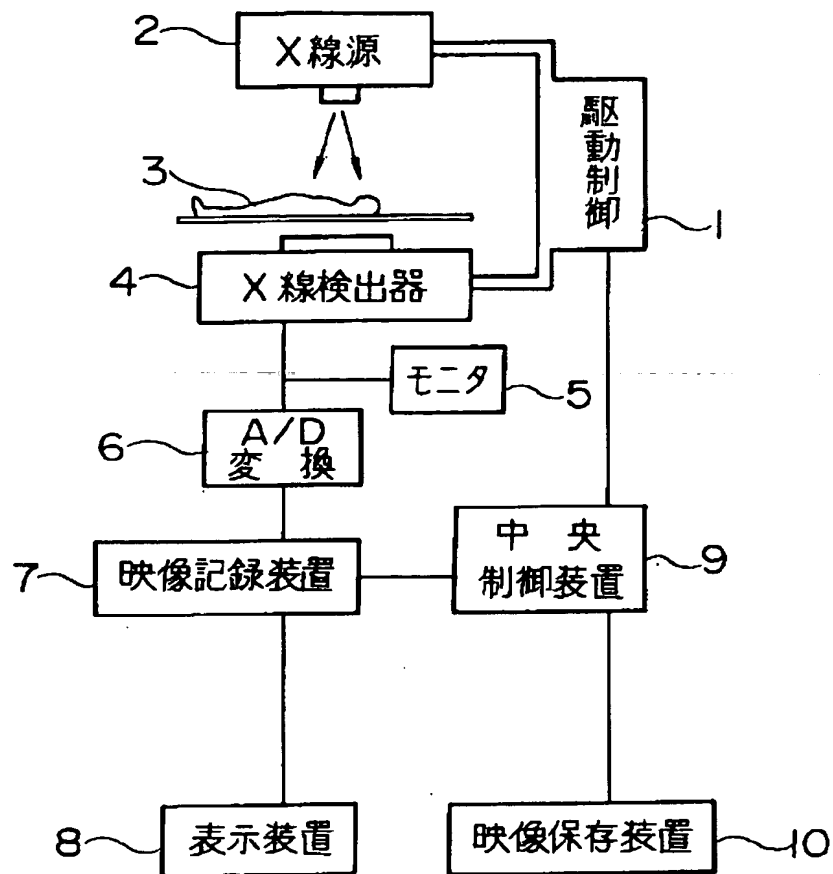
【図2】



【図5】



【図3】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>

H01L 31/09

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

(19) Japan Patent Office (JP)

(12) Publication of Unexamined Patent Application (A)

(11) Japanese Patent Laid-Open Number: Hei 5-180945

(43) Laid-Open Date: Heisei 05-07-23 (July 23, 1993)

(51) Int.Cl.<sup>5</sup> Identification Code Office Reference Number FI Technology  
manifestation part

G01T	1/20	B	7204-2G	
C09K	11/00	E	6917-4H	
	11/61	CPF	6917-4H	
G01T	1/20	E	7204-2G	
			7210-4M	H01L 31/00 A
H01L	31/09			

Request for Examination: No request to be done

Number of Claims: 3 (6 pages in total)

(21) Application Number: Hei 4-1506

(22) Filed: Hei 04-01-08 (January 8, 1992)

(71) Applicant: 000236436

Hamamatsu Photonics K.K.

1126-1, Ichino-cho, Hamamatsu City, Shizuoka Prefecture

(72) Inventor: Takuya Motome

1126-1, Ichino-cho, Hamamatsu City, Shizuoka Prefecture  
in Hamamatsu Photonics K.K.

(72) Inventor: Toshiaki Kawai

1126-1, Ichino-cho, Hamamatsu City, Shizuoka Prefecture  
in Hamamatsu Photonics K.K.

(72) Inventor: Michihiro Ito

1126-1, Ichino-cho, Hamamatsu City, Shizuoka Prefecture  
in Hamamatsu Photonics K.K.

(74) Agent: Patent Attorney; Yoshiki Hasegawa (and three others)

(54) [Title of the Invention] RADIATION DETECTION  
ELEMENT AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME

(57) [Abstract]

[Problem]

An object of the present invention is to obtain a radiation detector, which is excellent in both X-ray sensitivity and resolution and can have large dimensions, at lower costs.

[Configuration]

A photoelectric conversion layer 21, which generates a photocarrier upon reception of light, is formed. A scintillator layer 23, which is composed of CsI and generates light upon reception of radiation, is formed on the photoelectric conversion layer 21 via a protection film 22. An infrared absorption film 24, which has heat resistance capable of enduring activation temperature of the scintillator layer 23 and transmits radiation, is formed directly on the scintillator layer 23. Infrared light is applied to the infrared absorption film 24, while the photoelectric conversion layer 21 is cooled down, to activate the scintillator layer 23.

[Claims]

[Claim 1]

A radiation detection element comprising a scintillator layer which generates light upon reception of radiation; and a photoelectric conversion layer which generates a photocarrier upon reception of the light, is characterized in that the scintillator layer and the photoelectric conversion layer are joined directly or via a protection film.

[Claim 2]

The radiation detection element according to claim 1 is characterized in that the scintillator layer is composed of CsI.

[Claim 3]

A method of manufacturing a radiation detection element comprising the steps of: forming a photoelectric conversion layer which generates a photocarrier upon reception of light; forming a



scintillator layer, which generates light upon reception of radiation, on the photoelectric conversion layer directly or via a protection film; forming an infrared absorption film, which has heat resistance capable of enduring activation temperature of the scintillator layer and transmits radiation, on the scintillator layer directly or via a light reflecting film; and activating the scintillator layer by applying light including infrared rays to the infrared absorption film while cooling down the photoelectric conversion layer.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Technical Field]

The present invention relates to a radiation detection element mounted on an X-ray imaging device or the like and converting an X-ray image or the like, which has penetrated an object, into an electric signal.

[0002]

[Prior Art]

The schematic configuration of a general X-ray imaging device is shown in Fig. 3. X-rays are applied to an object 3 from an X-ray source 2 controlled by a drive control section 1. The applied X-rays penetrate the object 3 and an image of a predetermined part of the object 3 is taken in an X-ray detector 4. The image data is obtained as an electric signal and displayed on a monitor 5. In addition, at the same time, the image data is converted into digital data by an A/D converter 6 and stored in an image recorder 7. The stored digital image data is displayed on a display 8 as appropriate. A central control unit 9 controls an amount of X-ray irradiation from the X-ray source 2 to the object 3 through the drive control section 1 on the basis of the image data taken into the image recorder 7 and controls the system to obtain appropriate image data constantly. Moreover, the central control unit 9 transfers the image data taken into the image recorder 7 to an image saving unit 10 as necessary to save the image data.

[0003]

A cross-sectional structure of the above-mentioned X-ray detector 4 is shown in Fig. 4. The X-rays which have penetrated a protection film 41 via the object 3 is converted into light in a scintillator 42. The converted light beam enters a semiconductor detector 44 via a protection film 43. The internal structure of the semiconductor detector 44 is shown in Fig. 5. The light entered via the protection film 43 is subjected to photoelectric conversion by a photodiode 45 and accumulated in a condenser 46. The accumulated electric charge is read out at a predetermined timing via a TFT transistor 47, which is controlled by a shift register 48. The readout image data is displayed on the monitor 5 and converted into digital data by the A/D converter 6. Note that the actual photodiode 45 is structured two-dimensionally though the photodiode 45 is simply drawn to be structured one-dimensionally for the simplicity of an explanation.

[0004]

Conventionally, an X-ray detector having the structure combining this type of a scintillator and a semiconductor detector (photoelectric conversion film) has been mainly manufactured in the following two methods and structures in a one-dimensional or two-dimensional radiation image sensor. The first one has a structure in which powder phosphors are applied to semiconductor detector. These powder phosphors are applied to the semiconductor detector by a sedimentation method, a centrifugation method or the like. The second X-ray detector has a structure in which a scintillator is formed by CsI deposition crystal and the CsI deposition crystal is combined with a photoelectric conversion film. However, the CsI deposition crystal does not normally generate a sufficient amount of light emission unless the crystal is formed by a baking process at 300°C or higher. Hence, when an a-Si : H is used as the photoelectric conversion film, it is preferable that CsI be deposited and baked on the a-Si : H film directly or through a protection film. However, if the detector is manufactured with such a process and a structure, the a-Si : H film is deteriorated due to the heat in the baking process for the CsI

crystal. Therefore, conventionally, the CsI crystal has been deposited on a fiber plate and baked separately from the a-Si : H film. After the baking, the fiber plate and the a-Si : H photoelectric conversion film are coupled and thus a radiation image sensor is formed.

[0005]

[Problems to be Solved by the Invention]

However, in the above-mentioned conventional radiation detector having the structure in which powder phosphors are applied to a semiconductor detector, good X-ray detection property achieving both X-ray sensitivity and resolution has not been realized because of the light emission property of the powder phosphors. On the contrary, in the above-mentioned conventional radiation detector using the CsI deposition crystal, due to the property of the CsI deposition crystal, X-ray detection property excellent in light emission sensitivity and resolution is realized. However, because the detector is structured using a fiber plate, the detector has the following problems. Since light generated by the scintillator enters the photoelectric conversion film via the fiber plate, part of the light is reflected/absorbed by the fiber plate. Therefore, the amount of scintillation light finally entered the photoelectric conversion film is lowered, thus deteriorating detection sensitivity of the radiation detector. Moreover, since it is difficult to form a fiber plate having large dimensions, it is difficult to increase the size of the radiation, thus making it impossible to take an image of a large object. Furthermore, there is another problem that manufacturing costs become high since a fiber plate is used to configure the detector.

[0006]

[Means for Solving the Problem]

The present invention has been made to solve such problems and is a radiation detection element structured by including a scintillator layer, which generates light upon reception of radiation, and a photoelectric conversion layer, which generates a photocarrier upon reception of the light, in which the scintillator

layer and the photoelectric conversion layer are joined directly or via a protection film. Moreover, the scintillator layer is composed of CsI.

[0007]

Moreover, a method of manufacturing the radiation detection element includes the steps of: forming a photoelectric conversion layer which generates a photocarrier upon reception of light; forming a scintillator layer, which generates light upon reception of radiation, on the photoelectric conversion layer directly or via a protection film; forming an infrared absorption film, which has heat resistance capable of enduring activation temperature of the scintillator layer and transmits radiation, on the scintillator layer directly or via a light reflecting film; and activating the scintillator layer by applying light including infrared rays to the infrared absorption film while cooling down the photoelectric conversion layer.

[0008]

[Operation]

Since the scintillator layer is activated while the photoelectric layer is cooled down, the scintillator layer composed of CsI and the like is formed on the photoelectric conversion layer directly or via the protection film.

[0009]

[Embodiments of the invention]

Figs. 1 (a) to (d) show a first embodiment, in which a radiation detection element of the present invention is applied to an X-ray detector. This X-ray detector is used for an X-ray imaging device shown in Fig. 3. Hereinafter, a method of manufacturing the X-ray detector according to the first embodiment is described.

[0010]

In the photoelectric conversion layer 21, photodiodes composed of a-SH : H are formed in an array and a photoelectric conversion circuit the same as the one shown in Fig. 5 is constituted. On the photoelectric conversion layer 21, first, a

protection film 22 composed of polyimide with a thickness of 2  $\mu\text{m}$  is formed. Second, on the protection film 22, a scintillator layer 23 composed of CsI deposition crystal is formed with a thickness of 500  $\mu\text{m}$ . Third, carbon powder is applied on the scintillator layer 23 to have a thickness of 6  $\mu\text{m}$  to form an infrared absorption layer 24 (refer to Fig. 1 (a)). The infrared absorption layer 24 has characteristics of transmitting radiation and heat resistance capable of enduring activation temperature of the scintillator layer 23 to be described later.

[0011]

Fourth, the photoelectric conversion layer 21 is mounted directly on a pipe 25 made of a material having fine heat conductivity. Fifth, a refrigerant having a temperature of  $-40^{\circ}\text{C}$  is poured into the pipe 25 to cool down the photoelectric conversion layer 21 on the lower side. Then, while the cooling down is performed, light including infrared light is applied to the infrared absorption layer 24 from an infrared lamp 26. The applied light is efficiently absorbed by the infrared absorption layer 24, thus heating the infrared absorption layer 24. The temperature rise in the infrared absorption layer 24 is conveyed to the scintillator 23, and the scintillator 23 is efficiently heated at  $300^{\circ}\text{C}$  or higher and activated (refer to Fig. 1 (b)).

[0012]

Subsequently, the infrared absorption layer 24 is removed and a protection film 27 composed of polyimide is formed on the exposed scintillator layer 23. Then, a light reflecting film 28 made of an Al sheet with a thickness of 0.1 mm covers the protection film 27, thereby completing an X-ray detector is made (refer to Fig. 1 (c)). The light reflecting film 28 prevents light generated in the scintillator layer 23 from leaking to the upper layers as well as prevents generation of stray light.

[0013]

Note that, in the above-mentioned embodiment, the infrared absorption layer 24 is removed after the activation process for the scintillator layer 23. However, the protection film 27 and the light

reflecting film 28 may be formed on the infrared absorption layer 24, instead of removing the infrared absorption layer 24 (refer to Fig. 1 (d)). Nevertheless, with such a structure, feedback light of the scintillation light is absorbed by the infrared absorption layer 24, thereby preventing the light reflecting film 28 from performing the above-mentioned function. Therefore, it is preferable that the infrared absorption layer 24 be removed.

[0014]

According to this first embodiment, since the scintillator layer 23 is activated while the photoelectric conversion layer 21 is cooled down, the photoelectric conversion layer 21 is not affected by the heat generated by irradiation of infrared rays. Thus, the characteristics of the photoelectric conversion layer 21 are not deteriorated and the scintillator layer 23 composed of CsI is formed on the photoelectric conversion layer 21. Therefore, the X-ray detector is structured without causing various problems of a conventional X-ray detector structured by use of a fiber plate. That is, the detection sensitivity of the X-ray detector is improved without reducing the amount of scintillation light entering the photoelectric conversion layer 21. In addition, since there is no dimensional limitation on the formation of the fiber plate, it is possible to increase the size of a radiation image sensor easily. Moreover, since the fiber plate is not used, manufacturing costs are lowered. Furthermore, since the scintillator 23 is made of CsI deposition crystal, the detector has superior X-ray sensitivity and resolution to those of a radiation detector using powder phosphors.

[0015]

The actually obtained X-ray sensitivity (70 kVp, W target evaluation) of the X-ray detector according to the first embodiment was five times higher than that of the detector before heating the scintillator layer 23. Moreover, lowered quantum efficiency in a photodiode array composed of a-Si : H in the photoelectric conversion layer 21 was not actually observed.

[0016]

Next, an X-ray detector according to a second embodiment of

the present invention will be described. A method of manufacturing this X-ray detector is shown in Fig. 2 and manufactured as follows.

[0017]

In a photoelectric conversion layer 31, similar to the first embodiment described above, an array of photodiodes composed of a-Si : H is structured. On this photoelectric conversion layer 31, a protection film 32 composed of polyimide and having a thickness of 2  $\mu\text{m}$  is formed and further, on this protection film 32, a scintillator layer 33 composed of CsI deposition crystal is formed to have a thickness of 400  $\mu\text{m}$ . Then, on the scintillator layer 33, a light reflecting film 34 composed of an Al deposition film is formed to have a thickness of 0.4  $\mu\text{m}$ . Similar to the first embodiment, the light reflecting film 34 prevents light generated in the scintillator layer 33 from leaking to the upper layers as well as prevents generation of stray light. Subsequently, on the light reflecting film 34, carbon is deposited by sputtering to have a thickness of 4  $\mu\text{m}$ , thus forming an infrared absorption layer 35 (refer to Fig. 2 (a)). This infrared absorption film 35 has characteristics of transmitting radiation and heat resistance capable of enduring activation temperature of the scintillator layer 33 to be described later.

[0018]

Next, similar to the above-mentioned first embodiment, the photoelectric conversion layer 31 is mounted on a pipe 25 directly. A refrigerant having a temperature of  $-40^{\circ}\text{C}$  is poured into the pipe 25 to cool down the photoelectric conversion layer 31. Then, while the cooling down is performed, infrared light from an infrared lamp 26 is applied to the infrared absorption layer 35. By the applied light, the infrared absorption layer 35 is heated and the temperature rise thereof is conveyed to the scintillator layer 33 through the light reflecting film 34. Thus, the scintillator layer 33 is efficiently heated at  $300^{\circ}\text{C}$  or higher and activated (refer to Fig. 2 (b)).

[0019]

Subsequently, the infrared absorption layer 35 is removed and a protection film 36 composed of polyimide is formed on the exposed light reflecting layer 34 to complete an X-ray detector (refer to Fig. 2 (c)).

[0020]

Note that, in the above-mentioned embodiment, the infrared absorption layer 35 is removed after the activation process for the scintillator layer 33. However, the protection film 36 may be formed on the infrared absorption layer 35, instead of removing the infrared absorption layer 35 (refer to Fig. 2 (d)). In this embodiment, the infrared absorption layer 35 is formed on the upper part of the light reflecting film 34. Thus, the scintillation light will not be absorbed by the infrared absorption layer 35 even if the infrared absorption layer 35 is left, instead of being removed. Therefore, a function of the light reflecting film 34 is sufficiently achieved.

[0021]

According to the second embodiment, the scintillator layer 33 is also activated while the photoelectric conversion layer 31 is cooled down. Thus, the scintillator layer 33 composed of CsI is formed on the photoelectric conversion layer 31 without deteriorating the characteristics of the photoelectric conversion layer 31. Therefore, in this embodiment, various problems of a conventional X-ray detector are also solved, making it possible to utilize fine characteristics of CsI deposition crystal on an a-Si : H photodiode array, which can have large dimensions, without lowering the quantum efficiency of the a-Si : H photodiode.

[0022]

In the present embodiment, the actually obtained X-ray sensitivity of the X-ray detector was five times higher than that of the detector before heating the scintillator layer 33. Moreover, lowered quantum efficiency in the array of the photodiodes composed of a-Si : H in the photoelectric conversion layer 31 was not actually observed.

[0023]



Note that, in each of the embodiments above, a description has been given of the case where a protection film is formed on a photoelectric conversion layer and a scintillator layer is formed on the protection film. However, the scintillator layer may be formed directly on the photoelectric conversion layer and a similar effect to that of the above embodiments can be obtained.

[0024]

[Effect of the Invention]

As described above, according to the present invention, since the scintillator layer is activated while the photoelectric conversion layer is cooled down, the scintillator layer composed of CsI and the like is formed on the photoelectric conversion layer directly or via the protection film.

[0025]

Therefore, various problems of the conventional radiation detector using a fiber plate or powder phosphors are solved and a radiation detector, which is excellent in both X-ray sensitivity and resolution and can have large dimensions, can be manufactured at lower costs.

[Brief Description of the Drawings]

[Figure 1]

Cross-sectional views of a manufacturing process of a radiation detector according to a first embodiment of the present invention.

[Figure 2]

Cross-sectional views of a manufacturing process of a radiation detector according to a second embodiment of the present invention.

[Figure 3]

A block diagram schematically showing the configuration of a general X-ray imaging device.

[Figure 4]

A cross-sectional view showing the structure of a conventional X-ray detector.

[Figure 5]

A circuit diagram showing the simplified structure of a general photoelectric conversion circuit formed in a photoelectric conversion layer of the X-ray detector.

[Description of Reference Numerals]

21, 31: photoelectric conversion layer

22, 27, 32, 36: protection film

23, 33: scintillator layer

24, 35: infrared absorption layer

25: pipe

26: infrared lamp

28, 34: light reflecting film

Fig. 3

- 1: DRIVE CONTROL SECTION
- 2: X-RAY SOURCE
- 4: X-RAY DETECTOR
- 5: MONITOR
- 6: A/D CONVERTER
- 7: IMAGE RECORDER
- 8: DISPLAY
- 9: CENTRAL CONTROL UNIT
- 10: IMAGE SAVING UNIT

Fig. 5

- 48: SHIFT REGISTER

FIG.4

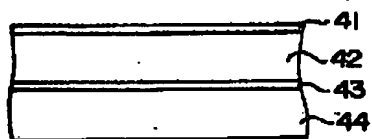


FIG.1

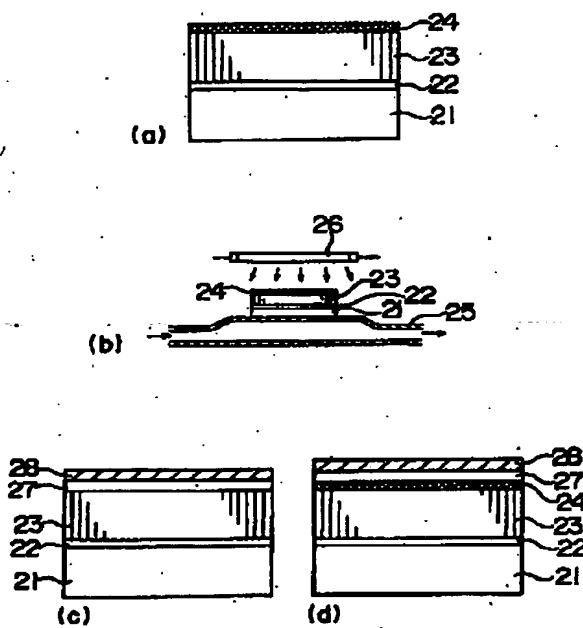


FIG.2

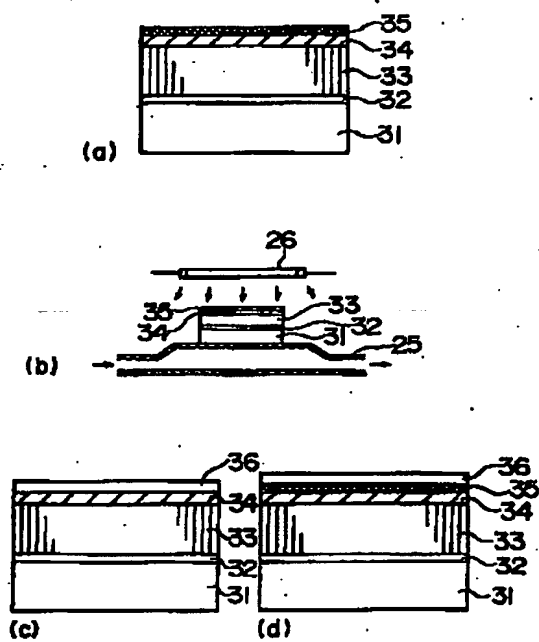


FIG.5

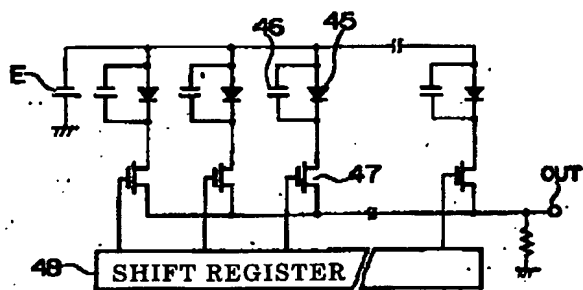


FIG.3

